

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4136063号
(P4136063)

(45) 発行日 平成20年8月20日(2008.8.20)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

(51) Int. Cl.		F I			
G06T	1/20	(2006.01)	G06T	1/20	A
A61B	5/00	(2006.01)	A61B	5/00	D
A61B	6/00	(2006.01)	A61B	6/00	360Z
H04N	5/30	(2006.01)	H04N	5/30	

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願平10-114816	(73) 特許権者	000001993
(22) 出願日	平成10年4月24日(1998.4.24)		株式会社島津製作所
(65) 公開番号	特開平11-306326		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(43) 公開日	平成11年11月5日(1999.11.5)	(74) 代理人	100098671
審査請求日	平成16年11月12日(2004.11.12)		弁理士 喜多 俊文
		(74) 代理人	100102037
			弁理士 江口 裕之
		(72) 発明者	足立 晋
			京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会 社 島津製作所 三条工場内
		審査官	松永 隆志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

一次元または二次元の半導体放射線センサーアレイを備えた放射線撮像装置において、
撮影された画素データを格納するメモリーと、
メモリー内の画素データを読み出すためのデータ読み出し手段と、
前記データ読み出し手段から読み出された画素データを入力する演算手段と、
前記演算手段で演算された画素データをストアする複数のリフレッシュメモリと、
前記複数のリフレッシュメモリのそれぞれに接続されたビデオ信号発生部と、
前記ビデオ信号発生部のそれぞれに接続され、画像を表示する画像表示装置とを具備し、
前記演算手段が前記それぞれの画像表示装置の解像度に対応させて画像を圧縮または拡大
演算処理することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】

請求項1記載の放射線撮像装置において、データ読み出し手段が画像データの一部特定の
画素データのみを読み出すことを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項3】

請求項1記載の放射線撮像装置において、解像度の異なる前記画像表示装置に対して、そ
の異なる数だけ設けられた処理制御ラインを有することを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項4】

請求項1記載の放射線撮像装置において、画像表示装置が動画像表示装置と静止画像表示
装置とで構成されていることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の放射線撮像装置において、撮像された画素データがメモリー内に無い部分に対し、その周辺部の画素データを用いて補間し縮小（拡大）演算することを特徴とする放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、撮像し記憶された X 線デジタル画像を表示する装置を備えた放射線撮像装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

医用画像診断機器分野においてはデジタル技術が急速に進歩し、単純 X 線撮影装置に使用されていた X 線フィルムやイメージングプレートに代わり半導体の X 線面センサーを用いた放射線画像検出器が開発されている。この X 線面センサーは、通常、X 線を光に変換する X 線変換膜と、ホトダイオードアレイと、TFT スイッチによって構成されており、X 線照射後、各画素に蓄積された信号電荷を読み出し X 線画像を形成している。

【0003】

一般的な画像の記憶装置に取込む方法とそれを表示装置に表示する方法を、図 4、図 5 で説明する。図 4 の放射線画像検出部は、X 線画像の一画素として、X 線を光に変えるシンチレータとその光を受けて電荷信号を発生するホトダイオードとからなる光電変換部と、その信号をスイッチングして外部に出す薄膜トランジスタ TFT とから構成されている。所定の寸法にこの画素がどれほど配列されているかによって、画像の分解能が幾何学的に決定される。そしてその電荷パターンを信号読み出し回路の走査パルス発生器により走査線に信号を順次送って、TFT をスイッチングし、そのホトダイオードの電荷信号を信号線を介して順次転送レジスタに送り込む。

【0004】

転送レジスタから画像メモリ (RAM) の入力バッファに、時系列に X 線電荷画像信号が入力される。制御バスからの WRITE 入力信号とチップセクタ信号により書込回路が働き、データはマトリクス構成のメモリセルに入る。このマトリクスメモリセルは画像ページ分に相当するバッファメモリでページメモリ (フレームメモリ) として使用されている。画像の大きさによりそのメモリサイズが決定され、その画素サイズは例えば 2048 × 2048 と表現される。

このフレームメモリの画像を保管する場合は、制御バスからの READ 入力信号とチップセクタ信号により、大型の画像記憶装置 (磁気ディスク) にデータバスで転送され、撮像毎にこのルートで記録される。

【0005】

次に画像表示装置 (CRT) に表示する場合は、同じく制御バスからの READ 入力信号とチップセクタ信号によりフレームメモリからの読み出しを行なう。図 5 に示すデータ読出部 60 が、アドレスレジスタに格納されているフレームメモリの読出開始原点、およびフレームメモリのサイズ (横方向と縦方向) によりアドレス制御 B をして、メモリー内の画像データを読み出しレジスタ B に取り込み (読み出し手段)、データバスでリフレッシュメモリ B20 (RAM ビデオメモリ) に順次ストアする。

【0006】

そして、メモリ制御 9 は表示タイミング発生部 10 からの信号でリフレッシュメモリ B20 の読み出し制御信号を発生し、一方ビデオ信号発生部 B23 はリフレッシュメモリ B20 からの読み出し信号、表示タイミング発生部 10 からの表示タイミング信号を受けて、ビデオ信号を発生する。表示装置 CRT - B26 はビデオ信号を受けてノンインタレース走査もしくはインタレース走査で画像を表示する。

【0007】

また必要により、同様な方法で画像ハードコピー装置 5 に出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

【 発明が解決しようとする課題 】

従来の放射線撮像装置は以上のように構成されているが、放射線画像検出部 1 から出力された画像データは一旦バッファメモリ 3 (フレームメモリ) に転送され、画像記憶装置 (磁気ディスク) 4 や画像表示装置 CRT - B 2 6 や画像ハードコピー装置 5 に転送されるが、画像表示装置 CRT には、医療用高解像度モニタからパーソナルコンピュータ用低解像度モニタまで、さまざまな解像度をもったものがあり、出力画像のサイズが必ずしもマッチしないという問題があった。特に放射線画像検出部 1 が動画像と静止画像の両方の撮像を目的としている場合には、例えば動画の場合にはビデオモニタへ、静止画の場合にはレーザーイメージャへ出力するというような時、異なる解像度のデバイスに対応できるデータ転送手段が必要となっている。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、解像度の異なるデバイスに同時もしくは順次、画像データを転送して表示もしくは記録することのできる放射線画像撮像装置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 0 】

【 課題を解決するための手段 】

上記の目的を達成するため、本発明の放射線撮像装置は、一次元または二次元の半導体放射線センサーアレイを備えた放射線撮像装置において、撮影された画素データを格納するメモリーと、メモリー内の画素データを読み出すためのデータ読み出し手段と、前記データ読み出し手段から読み出された画素データを20

【 0 0 1 1 】

また、データ読み出し手段が画像データの一部特定の画素データのみを読み出すことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、解像度の異なる前記画像表示装置に対して、その異なる数だけ設けられた処理制御ラインを有することを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

また、画像表示装置が動画像表示装置と静止画像表示装置とで構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、撮像された画素データがメモリー内に無い部分に対し、その周辺部の画素データを用いて補間し縮小 (拡大) 演算することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

本発明の放射線撮像装置は上記のように構成されており、演算手段が縮小または拡大演算処理をしたり、データ読み出し手段が画像データの一部特定の画素データのみを読み出したり、撮像された画素データの欠落がある部分に対し周辺部のデータで補間演算をしたり、解像度の異なる表示装置に応じて複数個の演算手段を備え、また動画像と静止画像を、同時もしくは順次、表示装置に必要な画像を表示することができる。

40

【 0 0 1 6 】

【 発明の実施の形態 】

本発明の放射線撮像装置の一実施例を図 1 により説明する。

【 0 0 1 7 】

図 1 において、本放射線撮像装置は放射線画像検出部 1 と信号読出回路 2 とからなる画像発生部と、その画像を一時的に取り込むバッファメモリ 3 (フレームメモリ) と画像記憶

50

装置４とからなる画像メモリ部と、バッファメモリ３の画像データを処理制御して表示装置ＣＲＴ－Ａ２５、Ｂ２６、Ｃ２７に転送する処理制御部から構成される。

【００１８】

処理制御部は、バッファメモリ３のアドレス値を格納しているレジスタ部４０と、バッファメモリ３の画像データを読み出すデータ読出部６０と、読み出したデータを圧縮演算Ａまたは拡大演算Ｃする演算部５０と、表示装置の解像度に対応したメモリサイズのリフレッシュメモリ（ＲＡＭビデオメモリ）Ａ１９、Ｂ２０、Ｃ２１と、ビデオ信号発生部Ａ２２、Ｂ２３、Ｃ２４と、各ラインの表示のタイミングを取るための表示タイミング発生部１０と、リフレッシュメモリのメモリ制御９と、解像度の異なる画像表示装置２５、２６、２７から構成される。

10

次に処理制御部の信号の流れについて説明する。データ読出部６０はバッファメモリ３の画像データを、レジスタ部４０に格納されている各アドレスレジスタ値（４１、４２）、（４３、４４）にしたがってアドレス制御Ａ、Ｂ、Ｃをしてメモリー内の画像データを、読み出しレジスタＡ、Ｂ、Ｃに取り込み（読み出し手段）、データバスで演算部５０に送る。

【００１９】

本発明では、レジスタ部４０の各アドレスレジスタに読出開始原点（４１、４２）、元画像即ちフレームメモリ３のサイズ（横方向４３と縦方向４４）、出力画像サイズ（横方向４５と縦方向４６）がそれぞれ格納されている。データ読出部６０と演算部５０は、格納されたアドレスレジスタの値により、フレームメモリの画像データを読み出し、演算処理

20

【００２０】

演算部５０はレジスタ部４０のレジスタ値（４５、４６）に従い、表示装置の解像度にあわせた圧縮拡大演算Ａ、Ｃ処理をし、データバスでリフレッシュメモリＡ１９、Ｂ２０、Ｃ２１（ＲＡＭビデオメモリ）にデータを順次ストアする。

処理制御部は、解像度の異なる画像表示装置に対して、その異なる数だけの処理制御ラインを設け、データ読取部６０ 演算部５０ リフレッシュメモリＡ、Ｂ、Ｃ、ビデオ信号発生部Ａ、Ｂ、Ｃ、画像表示装置２５、２６、２７のラインを構成して、その相互の表示タイミングを表示タイミング発生部１０とメモリ制御９で制御する。このように制御することで解像度の異なる表示装置に同時に、もしくは順次表示することができる。

30

【００２１】

図２に示す装置では、データ読出部６０の特定領域抽出６が、フレームメモリ（バッファメモリ）の一部特定の画像データのみをアドレス制御で抽出する。この抽出はレジスタ部４０のレジスタ値（４７、４８）に特定画像の切り出しサイズ（横方向４７、縦方向４８）を格納し、アドレス制御Ｄをして行われる。表示に不必要な周辺画像データを転送することをせずに抽出画像データのみが、表示装置ＣＲＴ－Ｄ１３の解像度に対応した圧縮拡大演算ＡまたはＣの処理がされ、その抽出画像の全体を見ることが出来る圧縮率で、データバスでリフレッシュメモリＤ１１（ＲＡＭ）にストアされる。そしてビデオ信号発生部Ｄ１２を介して抽出画像が表示装置ＣＲＴ－Ｄ１３に表示される。

【００２２】

次に圧縮拡大演算について説明する。例えば放射線画像検出部１の画素数が２０４８×２０４８であるとする。一方表示装置ＣＲＴの表示可能なサイズが４００×４００であるとする。この場合通常ならば、サイズの不一致から転送表示不能となるか、あるいは、表示可能であっても、表示に不必要なデータを大量に転送しなければならないという問題があるので、放射線画像検出部の画素数２０４８×２０４８から表示可能なサイズ４００×４００へのサイズ変換を下記の要領でおこなう。

40

【００２３】

演算はレジスタ部の各レジスタ値に基づいて実行される。まず、レジスタにはバッファメモリ（フレームメモリ）３上の読出し開始原点（横方向と縦方向）が格納されている。この場合バッファメモリ３上の全画素が読み出しの対象となっているため、いずれも“０”

50

が格納される。次のレジスタには読出しの対象となっている元画像のサイズ（横方向と縦方向）がそれぞれ格納される。この場合はいずれも“2048”である。そして次のレジスタには出力画像サイズ（横方向と縦方向）がそれぞれ格納されている。この場合はいずれも“400”である。もし、出力画像のサイズが元画像のサイズよりも小さい場合には、演算操作は画像縮小となり、逆の場合には画像拡大となる。

【0024】

次に例示した数値での演算例を示す。まず任意の横方向1列について、元画像B0、B1、...、B2047から出力画像値A0、A1、...、A399へのマッピング演算を行なう。具体的には、画素Xi（i=0、1、...、2047）について、 $i \times 400 \div 2048$ の演算を行ない、その整数部分が同値（i）となる画素同士を平均し、Aiとして格納するのである。例えば、元画像の画像番号1019～1023は、前記演算によって、いずれも199と計算されるため、 $A199 = (B1019 + B1020 + \dots + B1023) \div 5$ によって、A199の値を決定することになる。この演算を、画像横方向について行なった後、縦方向についても同様に演算することにより、2次元の画像サイズを縮小変換できるのである。なお、演算が拡大演算になる場合にはスプライン補間や線形補間処理を用いて、縦横両方向に画素数を増大させれば良い。図3に圧縮、拡大、特定領域抽出の概略図を示した。

10

【0025】

実施例ではメモリに格納された元画像サイズが2048×2048で、出力サイズが400×400の場合を説明したが、本発明はこのサイズに限定されるものではなく、任意の

20

サイズであっても良い。一次元の場合も同様に適用できる。さらに実施例では、放射線画像検出部1からフレームメモリ3への各画素が1対1に対応することを想定しているが、センサレイのピッチを更に細かくし、複数のセンサ出力を予め加算して、一画素分のメモリ領域に格納する構成であっても良い。

【0026】

また、画像縮小（拡大）演算に際して、対応するセンサ画素が欠陥画素である場合には、その画素値を使用せずに、周辺部のセンサ画素値のみを用いて演算することも可能である。

【0027】

また画像サイズの変更を伴う装置であれば、出力データ列を所定手順でコード化しておくこともでき、そのコードを選択することで容易に変更できる。

30

【0028】

【発明の効果】

本発明の放射線撮像装置は上記のように構成されており、各種解像度の異なる画像表示装置に対して、同時に、もしくは順次にX線画像を表示することができる。例えば低解像度のパーソナルコンピュータのモニタに動画像を表示させておき、その内の重要なフレームのみを高解像度のイメージャーに出力するという使用法が可能となる。しかも特定な領域のみを画像サイズをあわせて必要な画像表示装置に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の放射線撮像装置の一実施例を示す図である。

40

【図2】 本発明の放射線撮像装置の他の実施例を示す図である。

【図3】 元画像の圧縮、拡大、特定抽出を説明するための図である。

【図4】 放射線画像のデジタルデータの書き込み、読み出し、表示を説明するための図である。

【図5】 従来の放射線撮像装置を示す図である。

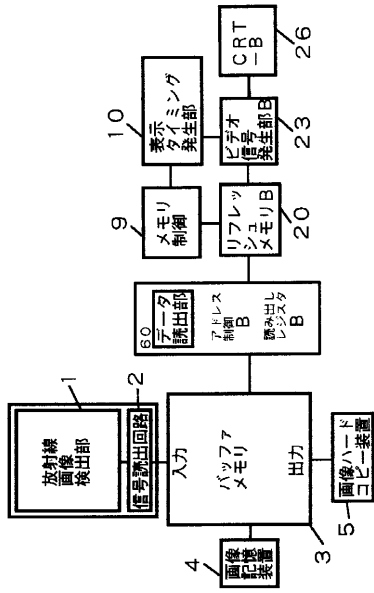
【符号の説明】

- 1 ...放射線画像検出部
- 2 ...信号読出回路
- 3 ...バッファメモリ
- 4 ...画像記憶装置

50

5 ... 画像ハードコピー装置	
6 ... 特定領域抽出	
9 ... メモリ制御	
1 0 ... 表示タイミング発生部	
1 1 ... リフレッシュメモリ D	
1 2 ... ビデオ信号発生部 D	
1 3 ... C R T D	
1 9 ... リフレッシュメモリ A	
2 0 ... リフレッシュメモリ B	
2 1 ... リフレッシュメモリ C	10
2 2 ... ビデオ信号発生部 A	
2 3 ... ビデオ信号発生部 B	
2 4 ... ビデオ信号発生部 C	
2 5 ... C R T - A	
2 6 ... C R T - B	
2 7 ... C R T - C	
3 0 ... 元画像	
3 1 ... 圧縮演算画像	
3 2 ... 拡大演算画像	
3 3 ... 特定領域抽出画像	20
4 0 ... レジスタ部	
4 1 ... 読出開始原点 X	
4 2 ... 読出開始原点 Y	
4 3 ... 元画像即ちフレームメモリ 3 のサイズ X	
4 4 ... 元画像即ちフレームメモリ 3 のサイズ Y	
4 5 ... 出力画像サイズ X	
4 6 ... 出力画像サイズ Y	
4 7 ... 特定画像出力サイズ X	
4 8 ... 特定画像出力サイズ Y	
5 0 ... 演算部	30
6 0 ... データ読出部	

【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-336517(JP,A)
特開平08-147391(JP,A)
特開平08-146540(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 1/20
A61B 5/00
A61B 6/00
H04N 5/30